

NMR imaging producing, determining position or control of system led in test object

Publication number: JP2001520057 (T)

Publication date: 2001-10-30

Inventor(s):

Applicant(s):

Classification:


- international: **A61B5/055; A61B5/06; A61F2/06; A61F2/84; A61F2/86; G01R33/28; A61F2/00; G01R33/34; A61B5/055; A61B5/06; A61F2/06; A61F2/82; G01R33/28; A61F2/00; G01R33/34; (IPC1-7): A61B5/055; A61M29/02**


- European: **A61B5/055; A61B5/06; A61F2/86; G01R33/28H**


Application number: JP20000516237T 19981013


Priority number(s): DE19971046735 19971013; WO1998DE03045 19981013


Also published as:

 JP4271847 (B2)

 DE19746735 (A1)

 DE19746735 (C2)

 US6847837 (B1)

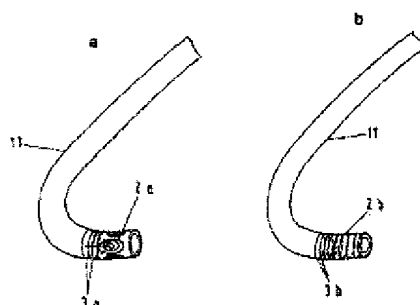
 US6280385 (B1)

[more >>](#)

Abstract not available for JP 2001520057 (T)

Abstract of corresponding document: DE 19746735 (A1)

The method is carried out in a locally defined region, inside or outside of the system (1), and intensifying the excitation of the nuclear spin of the object under test. The system forms or has at least one passive resonant circuit, with an inductance (2) and a capacitance (3). The resonant frequency of the circuit is essentially the same as the resonant frequency of the irradiated high frequency radiation of the nuclear magnetic resonance system. Independent claims are also included for a system for carrying out the method and an image production system.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2001-520057

(P2001-520057A)

(43) 公表日 平成13年10月30日 (2001. 10. 30)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	データベース (参考)
A 6 1 M 29/02		A 6 1 M 29/02	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 9 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2000-516237(P2000-516237)
 (86) (22) 出願日 平成10年10月13日 (1998. 10. 13)
 (85) 翻訳文提出日 平成12年4月13日 (2000. 4. 13)
 (86) 国際出願番号 P C T / D E 9 8 / 0 3 0 4 5
 (87) 国際公開番号 W O 9 9 / 1 9 7 3 8
 (87) 国際公開日 平成11年4月22日 (1999. 4. 22)
 (31) 優先権主張番号 1 9 7 4 6 7 3 5 . 0
 (32) 優先日 平成9年10月13日 (1997. 10. 13)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (D E)

(71) 出願人 メルツァー, アンドレアス
 ドイツ連邦共和国 D-47058 デュイス
 ブルグ, イン・デル・ルーラオ 8
 (71) 出願人 ブッシュ, マルチン
 ドイツ連邦共和国 D-58455 ヴィッテ
 ン, ヘフェナー・シュトラッセ 50 a
 (72) 発明者 メルツァー, アンドレアス
 ドイツ連邦共和国 D-47058 デュイス
 ブルグ, イン・デル・ルーラオ 8
 (72) 発明者 ブッシュ, マルチン
 ドイツ連邦共和国 D-58455 ヴィッテ
 ン, ヘフェナー・シュトラッセ 50 a
 (74) 代理人 弁理士 岡田 英彦 (外3名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ステント及びステントの位置を表示し決定するためのMR画像化方法

(57) 【要約】

本発明は測定対象に挿入されたステントの位置を表示し決定するための磁気共鳴画像化方法とステントとに関する。本発明によれば、ステントはインダクタンス (2) とキャパシタンス (3) とを有する少なくとも1つの受動共振回路 (4) を有している。この共振回路の共振周波数はMRシステムから照射される高周波の共振周波数にほぼ対応している。このため、ステントの内部或いは周囲の局所的に限定された領域において、信号応答変化が発生し、これが位置解析によって表示される。

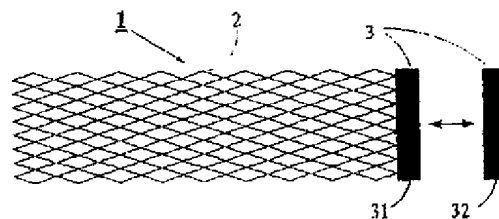


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項1】**

- a) 測定対象を外部磁界内に配置し、
 - b) 特定の共振周波数を有する高周波放射の適用によって、測定対象の原子核のスピンエネルギー準位の移行を励起し、
 - c) このとき生成されるMR信号を信号応答として検出して評価し、位置解析する、
- 測定対象へ導入されるステントの位置の画像化と決定のためのMR画像化方法であって、

ステントはインダクタンスとキャパシタンスとを備えた少なくとも1つの受動共振回路を有しあるいは形成しており、その共振周波数は適用される高周波の共振周波数とほぼ等しく、ステント内部または周囲の局所的に限定された領域において信号応答の変化が生成されると、変化した信号応答の領域が位置解析されて画像化されることを特徴とする方法。

【請求項2】 高周波放射の適用によって前記共振回路が励起され、それによって、局所的に限定された領域において測定対象の核スピンの励起の増幅が生じることを特徴とする請求項1の方法。

【請求項3】 核スピンの励起の増幅が生じる局所的に限定された領域がステント(1)の内部にあることを特徴とする請求項2の方法。

【請求項4】 高周波放射の適用によって前記共振回路が離調し、または前記キャパシタンスが短絡して、局所的に限定された領域での核スピンの励起の増幅は生じないが、局所的に限定された領域の信号応答の測定時には前記共振回路の離調またはキャパシタンスの短絡が中止されて、信号応答に変化が生じることを特徴とする請求項1の方法。

【請求項5】 ステントの前記共振回路が、ステントを測定対象へ挿入した後にのみ形成されまたは起動することを特徴とする請求項1～5の少なくとも1つの方法。

【請求項6】 前記共振回路が、ステントを適用時に展開させたときに形成されることを特徴とする請求項5の方法。

【請求項7】 前記共振回路の共振同調のため、インダクタンスおよび/またはキャパシタンスが調節されることを特徴とする請求項1～6の少なくとも1つの方法。

【請求項8】 ステントに形成または配置された少なくとも2つの前記共振回路が利用され、それらの各インダクタンスのコイルが異なる方向に、特に互いに直交する方向に配置されているか、または互いに前後に配置されていることを特徴とする請求項1～7の少なくとも1つの方法。

【請求項9】 展開可能なフレームをもつステントであって、インダクタンス(2、2'、2''、2''')とキャパシタンス(3、3'、3''')とを備えた少なくとも1つの受動共振回路(4、4''')を有し、該共振回路の共振周波数が、MR画像化システムの放射高周波の周波数とほぼ同じであることを特徴とするステント。

【請求項10】 ステントのフレームがインダクタンス(2)を形成していることを特徴とする請求項9のステント。

【請求項11】 前記フレームが前記インダクタンスを形成する導電性に優れた少なくとも1つの層(82)を有する材料からなっていることを特徴とする請求項10のステント。

【請求項12】 ステント材料が少なくとも2つの層(81、82)を有し、少なくとも1つの層(82)が導電性に優れ、導電性の低い他の層(81)がステント本来の機能のための材料で形成されていることを特徴とする請求項11のステント。

【請求項13】 導電性に優れた層(82)が適当な箇所(91)で分離されて、互いに分離された隔離領域がインダクタンスを形成していることを特徴とする請求項11または12のステント。

【請求項14】 前記フレームがハニカム構造(101)を有しており、その導電層が、コイルを形成するためハニカム構造(101)の交点の上下で規則的に分離されていることを特徴とする請求項13のステント。

【請求項15】 ステントの前記フレーム(2、2'、2'')が一重螺旋形、二重螺旋形、または多重螺旋形であることを特徴とする請求項10～14の少なくとも1つのステント。

【請求項16】 前記共振回路のインダクタンス(2')が、ステントに組み込

まれた別個のコイル(5)からなっていることを特徴とする請求項9のステント。

【請求項17】 コイル(5)がステントのフレーム(101)に織り込まれていることを特徴とする請求項16のステント。

【請求項18】 コイル(5)が、ステントを展開させたときに前記フレームとともに展開するように前記フレームと連結されていることを特徴とする請求項17のステント。

【請求項19】 ステントの前記キャパシタンスが少なくとも部分的に、ステント材料から、とくに平行導体(21、22)またはインダクタンスの面(2'')からなっていることを特徴とする請求項9～18のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項20】 ステントの前記キャパシタンスが、別個のコンデンサ、とくにプレートコンデンサまたはシリンダコンデンサからなっていることを特徴とする請求項9～18のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項21】 ステントが、高周波放射の適用時に前記共振回路を離調させる手段(13)を備えていることを特徴とする請求項9～20のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項22】 高周波放射の適用時の前記共振回路の離調のための前記手段が、前記共振回路のキャパシタンス(3'')と並列に接続されたコンデンサ(13)を有していることを特徴とする請求項21のステント。

【請求項23】 高周波放射の適用時の前記共振回路の離調のための前記手段が、前記共振回路のインダクタンス(2'')と並列に接続されたコイル(14)を有していることを特徴とする請求項21のステント。

【請求項24】 ステントが、高周波放射の適用時にキャパシタンス(3'')を短絡させるための手段(12)を有していることを特徴とする請求項9～20のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項25】 前記キャパシタンスを短絡させるための手段が、キャパシタンス(3'')と並列に接続されたダイオード(12)を有していることを特徴とする請求項24のステント。

【請求項26】 少なくとも1つの共振回路をオン/オフするためのスイッチ

(10)が備えられていることを特徴とする請求項9～25の少なくとも1つのステント。

【請求項27】 前記共振回路のインダクタンス(2)および/またはキャパシタンス(3)が、MRシステムの共振周波数との同調のために調節可能であることを特徴とする請求項9～26の少なくとも1つのステント。

【請求項28】 ステント使用時にその形状が変わったとき、前記共振回路のインダクタンスとキャパシタンスとの積がほぼ一定に維持されること、とくにインダクタンスが増大するとキャパシタンスが減少することを特徴とする請求項9～27の少なくとも1つのステント。

【請求項29】 前記共振回路(4)のグレードが比較的低いことを特徴とする請求項9～28の少なくとも1つのステント。

【請求項30】 前記共振回路(4)が並列または直列に接続された複数のインダクタンス(2a、2n)および/またはキャパシタンス(3a、3n)を有することを特徴とする請求項9～29の少なくとも1つのステント。

【請求項31】 ステントが、異なる方向に、特に互いに直交する方向に配置されているか、または互いに前後に配置されている複数のインダクタンスを有する複数の共振回路(2'、7; 4a、4b)を有していることを特徴とする請求項9～30の少なくとも1つのステント。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は請求項1の前文によるステントの位置を表示し決定するためのMR画像化方法と、請求項9の前文によるステントに関する。

【0002】

【発明の背景】

MR画像化方法は長らく周知である。これは、高周波交番電磁場と、強い外部磁場内に置かれた測定対象の原子核、とくに人間や動物の体の原子核との共鳴現象を利用した方法である。原子核は、磁場(B_0)中では、磁場強度に比例するラーモア周波数で歳差運動を行う。強い磁場(B_0)の方向に垂直の交番磁気成分(B_1)をもつ電磁波を原子核に照射することにより、原子核をスピン回転させ、そのスピンの緩和時間を測定することができる。

【0003】

学問的モデルで説明するため、総磁化に対する核スピンの磁化について要約する。総磁化は、平衡状態では外部磁場に対して平行であり、これを称して平衡磁化という。磁化は、ラーモア周波数(共振周波数)で照射されたHFパルスにより、磁場の方向を基準として角度 α 分、偏向させることができる。角度 α は、HFパルスの照射時間とHFパルスの磁場強度(B_1)に比例する。角度 α の励起のあと、総磁化は磁場の方向を中心として歳差運動する。歳差運動する磁化は、磁場の方向に垂直に置かれたコイルにより、電圧信号として記録することができる。この電圧信号の強さは、 $\sin(\alpha)$ に比例し、信号生成ボリューム内のスピン密度に比例し、かつ温度に反比例する。

【0004】

与えられたボリュームの最大信号応答はしたがって、 90° 励磁のあと得られる。個々のスピンは磁場の変動のためその位相関係を失うことから、記録された信号振幅は、緩和時間 T_2^* とともに指数関数的に減少する。同時に磁場の方向の総磁化は、緩和時間 T_1 とともに平衡磁化に向かって指数関数的に増大する。勾配磁場を適切な時点で印加することにより、スピン密度と両緩和時間との様々な組合

せを、位置情報とともにグレイコード化画像で実現することができる。

【0005】

さらに、共振回路を用いて核スピンの励起を局所的に増幅する方法も公知である。これに関連して、共振回路に取り囲まれ、信号が強化された特殊なコンパートメントを有する、いわゆる「フィデューシャルマーカ (fiducial markers)」も公知である (Bur¹他:「組織磁化の最小摂動による部位同定のための同調フィデューシャルマーカ」、Journal of Magnetic Resonance in Medicine誌、1996、491~493頁)。この場合、共振回路はMRシステムの共振周波数を有している。

【0006】

このようなフィデューシャルマーカを核スピン断層撮影装置の画像生成ボリュームへ入れると、共振周波数を有する電磁波を照射したとき共振回路が励磁する。これにより、共振回路のインダクタンス内で交番磁場が増幅される。交番磁場モーメントが高くなると、インダクタンス内で陽子の回転角度 α が大きくなる。核スピン系を通る陽子の励起角度が小さい場合 ($\alpha < 90^\circ$)、インダクタンス内の陽子の励起角度が大きくなる。理想的な場合、画像生成ボリューム内の陽子の励起角度は $1^\circ \sim 10^\circ$ と小さいのに対し、インダクタンス内の陽子は 90° で励起する。両緩和時間が同じで、かつスピン密度が同じであっても、共振回路に取り囲まれたコンパートメントの信号は、他の画像成分の信号よりも明らかに強くなる。この信号強化現象は局所的なので、位置決定に使用することができる。

【0007】

また、相反則によっても、共振回路に取り囲まれたコンパートメント (フィデューシャルマーカ) 内の陽子のMR応答信号は増幅される。コイル内のスピンのより発生した磁力線は、インダクタンスにより束ねられ、その結果、より多くの信号がインダクタンス内のボリュームから放射され、対応する受信コイルへ入る。このような、放射/受信信号の増幅は、励起の増幅に依存しない。両方の効果により、フィデューシャルマーカの信号応答が変化する。

【0008】

「フィデューシャルマーカ」の欠点は、それが使用する信号生成ボリューム

が、MR画像で見えるようにするために少なくとも数立法ミリメートルの大きさでなければならず、かつ測定対象内に精確に配置されているか、または測定対象内に置かれる系に統合されていなければならないことである。これは、不可能なことが多い。

【0009】

一方、閉MRシステムにおいて開放磁石と新しい技術を使用することにより、MR断層撮影で患部を見ながら、穿刺、カテーテル法、手術などの介入的で最小侵入の治療法を実行することが可能になっている。この場合、強磁性または常磁性金属、または他の材料の不純物によって、画像にアーチファクト(Artefak ten)が現われる。

【0010】

介入的で最小侵入の方法のための器具において問題となるのは、これら器具のほとんどが強磁性体や常磁性体からなっていること、および/またはこれら装置がMR画像ではピクセルサイズ(約1mm)の大きさで表示されることである。とくに金属製またはプラスチック製のステントは、その小ささのためMR画像上ではほとんど見えず、せいぜいアーチファクトによってその位置を判断できるにすぎない。MR画像で見えない素材が使用されている限り、ステントは「影」としてしか認識できない。これら欠点のため、MRによるモニタリングは往々にして不充分であり、代わりにX線撮影法を使用しなければならないが、この方法にも周知の欠点がある。

【0011】

ドイツ連邦共和国特許公開公報第195 10 194号 (DE 195 10 194 A1) から、選択的血管造影図を生成するための能動侵入的磁気共鳴システムが公知である。このシステムはHFコイル付きの侵入器具が備わっており、これによって、血管内を流れる血液の核スピン磁化を局所的に変化させる。このシステムでは、特殊なMR画像パルスシーケンスによって、核スピン磁化が変化した血液だけを選択的に検出し、画像化する。

【0012】

アメリカ合衆国特許第5,445,151号 (US-PS 5,445,151) は、流動する液体、と

くに血液の流量測定のための方法を記載している。この方法では、侵襲的器具に少なくとも2つのHFコイルが備わっており、片方のHFコイルが核スピン磁化を局所的に変化させ、その変化をもう一方のHFコイルが検出して、遅延時間から流速を確定する。

【0013】

上述の両公報とも、体内に導入される医療器具の画像化については何も触れていない。さらにこれらの公報は、導入された器具が体外部品と常にケーブル接続されているという欠点を有している。

【0014】

ドイツ連邦共和国特許公開公報第195 07 617号 (DE 195 07 617 A1) は、先端にマイクロコイルが取り付けられた外科的器具、たとえばカテーテルを測定対象へ挿入するMR方法を記載している。マイクロコイルの位置は、特定のシーケンス技術を使用して確認される。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の課題は、測定対象へ導入されたステントの位置を表示して決定するためのMR画像化方法と、MR画像内のステントの明確な信号示強表示を可能にするとともにより正確な流量測定を可能にするステントを提供することにある。

【0016】

【課題を解決するための手段】

この課題は、本発明では、請求項1の特徴をもつMR画像化法と、請求項9の特徴をもつステントとによって解決される。本発明の有利な好ましい実施形態はこれらの従属項に示されている。

【0017】

本発明による解決策では、測定対象に挿入されるステントに共振回路が組み込まれており、この共振回路がステント内またはステント周囲の局所的に限定された領域で信号応答変化を生成し、これが位置解析によってイメージ化される。共振回路の共振周波数は、適用するMR画像化システムの高周波放射の共振周波数とほぼ同じである。ステントの位置はMR画像内の強調領域から明確に認識すること

ができ、その理由は、この領域は内部または外部からステントに直に隣接しているからである。測定対象の信号応答変化もそれ自身で生成されるので、ステントの材料によって生成されるアーチファクトしか現われない。

【0018】

MR画像にステントが明確に表示されることにより、精密な位置決定が可能である。さらに信号変化の状態から、ステントを貫流する、またはステントに沿って流れる媒体の流量をより正確に測定することができる。これは、ステントの内部と外部で励起が異なるという現象を利用している。

【0019】

本発明による解決策は、適切な共振回路をステントそれ自体に形成または配置することができるという驚異的発見に拠っている。本発明の利点は、共振回路を構成するインダクタンスとキャパシタンスとがステントの材料から形成されており、これによって追加の相乗効果が生じることにある。ただし、インダクタンスとキャパシタンスを別個の部品としてステントに配置することも本発明の範囲内のものである。

【0020】

本発明では、インダクタンス内のスピンの信号応答が変化する。これには2つのステップが関与している。最初のステップでは、高周波放射線の適用によって共振周波数に同調する共振回路が励起され、そして共振回路の磁界で検出された核スピンのインダクタンス内またはその付近の交番磁界の局所的増幅によって増幅励起される。換言すると、誘導磁界の磁力線に捕らえられた陽子は、この誘導磁界の外側にある陽子より偏向角度が大きくなる。つまり核スピンの倒れ角が大きくなる。これにより、受信コイルによって検出されて画像表示のために解析される信号応答を増幅することができる。また、インダクタンス内のスピンだけを飽和させ、周囲に向かう信号は減衰させることもできる。いずれの場合も信号応答の変化が起こる。

【0021】

もうひとつのステップでは、一増幅励起と関係なくインダクタンス内の陽子のMR応答信号が増幅される。つまりインダクタンスによって、インダクタンス内

部のスピンの起因する磁力線が束ねられ、その結果、より多くの信号が放出されて受信コイルへ受信され、受信コイルは増幅信号を受け取って、MR画像化システムへと送る。この効果は、J. Tantt著の刊行物「Floating Surface Coils」(XIV ICMBE AND VII ICPM, Espoo, Finland 1985)に記載されている。

【0022】

本発明による方法では、上述の両効果が信号応答の変化に使用されている。ただし二番目の効果、すなわちMR応答信号の増幅だけを利用することもできる。

【0023】

かくして本発明の第一の実施形態は、高周波放射線を照射することにより共振回路を励起させて、局所的に限定された領域での測定対象の核スピンの増幅励起を引き起こすことを特徴としている。核スピンの増幅励起が起こる局所的に限定された領域がステントの内部にあることが好ましい。これは、明らかにステントのフレームがインダクタンスをなしている場合のことである。

【0024】

これに対して本発明の第二の実施形態では、高周波放射線の照射によって共振回路が離調するかまたはキャパシタンスが短絡し、そのため局所的に限定された領域における核スピンの増幅励起が起こらない。しかしながら、局所的に限定された領域の信号応答の測定に際しては、共振回路の離調またはキャパシタンスの短絡が中止され、その結果、共振回路は陽子から発せられるMR応答信号を増幅する。この方法は、ステント内またはその周囲の領域を高品質で画像化できる、すなわち、単に位置決定だけでなく局所的画像化を与えることができることが判明している。MR画像から、ステントの位置のほか、その内部構造やその周囲の構造などに関する情報を把握することができるのである。

【0025】

核スピンの励起の増幅はたとえば、共振回路のコンデンサを交差ダイオードにより励起時に短絡させることによって抑えることができる。放射された信号の増幅はしたがって影響を受けない。というのは、放射時に起こるインダクタンス内部のスピンの僅かの誘導電圧は、ダイオード導通電圧よりも低いからである。

【0026】

本発明による信号応答の変化はほとんどの場合、信号応答の増幅である。ただしこれは多くの要因、とくに使用する励起シーケンスに左右される。たとえばシーケンスが高速で連続する場合、インダクタンス内部でスピンの励起の飽和が起るため、信号が生成されないことがある。しかしながらインダクタンス外部の、核スピンの励起が少ない領域では、飽和が起らないために信号が生成される。つまりこの例では、インダクタンスの磁界が支配する領域で信号応答の減衰が生じる。

【0027】

本発明の望ましい実施形態では、ステントを測定対象へ挿入した後においてのみ、とくにステントが適用時に展開したときに、ステントに共振回路が形成されるか、または共振回路が起動する。共振回路の共振同調のためにインダクタンスおよび/またはキャパシタンスを調節できることが有利である。これはとくに、ステントの適応後または展開後にインダクタンスとキャパシタンスの積すなわち共振回路の共振周波数が変化する場合に有意義である。

【0028】

本発明の好ましい実施形態においては、ステントに形成または配置された少なくとも2つの共振回路が利用され、各インダクタンスのコイルが互いに直交する方向にあるか、または前後に配置される。互いに直交するようにコイルを配置することによって、ステントが外部磁界中でどんな姿勢にあるときでも、インダクタンスの1つのコンポーネントが外部磁界の磁界方向に直交することになり、このため信号応答の変化が確実に行われる。コイルの前後配置は、適当なシーケンス技術を用いて、ステントを貫流する流体、またはステントに沿って流れる媒体の流量測定(すなわち流速測定)を行う場合に、とくに適している。

このMR画像化システムとしては、いかなる便宜的なシステムも利用することができる。

【0029】

本発明によるステントでは、ステントの材料またはフレームによってインダクタンスが形成されるのが好ましい。これによって、追加部品が不要であるほか、

インダクタンスを簡単に、しかもステントの展開時に自動的に形成できる。

【0030】

ステントは、インダクタンスを形成する導電率に優れた少なくとも1つの層と、ステント本来の機能のためのフレームを構成する導電率の低い別の層とからなっているのが好ましい。導電率に優れた層を適当な箇所で分離し、フレームにいくつかの互いに隔離された領域を形成することでインダクタンスを構成できる。

【0031】

これに代えて、共振回路のインダクタンスをステントの構造に組み込まれた別個のコイルから形成することができる。コイルは例えばステントのフレームに織り込まれるか、編み込まれるか、溶接されるか、蝋付けされるか、または接着される。この場合コイルはフレームの拡張と同時に弾性的に自己拡張するか、塑性的または熱誘導的に拡張する開くようにフレームに連結されているのが好ましい。

【0032】

ステントのフレームは、一重螺旋形、2重螺旋形、または多重螺旋形をなす金属フレーム、あるいは編成、裁断、またはエッチング加工された金属板または管であるのが好ましい。

【0033】

ステントのキャパシタンスも、少なくともその一部がステントの材料から構成されており、とくにインダクタンスの平行なワイヤまたは面によって構成されているのが好ましい。これら面は、ステント製造時に形成することができる。キャパシタンスは一般に、適当な導電性の層とステントフレームのような材料とから誘電体として形成できる。コンデンサを形成するエレメントを対応する形状とすることによって、移植組織を誘電体として使用することもできる。

【0034】

または、ステントのキャパシタンスを、ステント本体と結合した別個のコンデンサにより構成することもできる。

【0035】

本発明の装置は適用時に装置の形状が変わったとき、たとえばステントを広げ

たときに、共振回路のインダクタンスとキャパシタンスとの積がほぼ一定に維持されること、とくにインダクタンスが増大するとキャパシタンスが減少する、またはその逆になるように構成されているのが有利である。これにより、共振周波数をほぼ不変に維持することができる。

【0036】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面を参照して詳細に説明する。

【0037】

図1は、たとえばプラチナ、チタン、またはチタン合金およびチタン化合物などの金属、あるいはプラスチックまたは炭素繊維からなる本発明によるステント1を図示したものである。ステントの提供領域としてはとくに、腫瘍などに起因する臓器の狭い場所(たとえば胃腸や気管支)の橋絡や、動脈や静脈の狭窄部、抹消血管や中心血管の狭窄部の、とくに冠状動脈性心疾患時の橋絡がある。また、内臓、とくに肝臓での新しい血流路(シャント)の形成も用途として挙げられる。

【0038】

この場合ステントは、当該部位の機械的シールと永続的拡張を行い、平滑な面により血流を改善し、血管容積を拡大し、従来のバルーンによる拡張法ではしばしば見られた再閉塞を防止するものである。

【0039】

ただしステントの機能にも制約があって、それはフレーム部分で、たとえば腫瘍組織の成長や凝血などによって、管腔を急激に閉塞させるいわゆる血栓が生じるおそれがあるからである。フレームに接触する増殖組織によって、新たな動脈硬化性沈着が生じ、ステントの管腔が狭窄または閉塞する可能性がある。狭窄はひどくなって初めて臨床的症状が現われ、狭窄の程度によっては血栓による急性閉塞の危険があるため、ステントの機能を監視することが非常に重要である。しかしこの監視はこれまで、当該血管の侵入カテーテル法、低アレルギー造影剤注入法、およびX線撮影法を用いるしか方法がなかった。従来のステントはアーチファクトの感受性が大きいので、MRによる監視はほとんど不可能である。超音波検査も、ステントのフレームからの音響エコーが大きいので制約がある。ステン

トの内部は従来、医学的診断画像化によってカバーできなかった。

【0040】

ステントは通常、金属製フレーム、たとえば連続する金属製ワイヤや一種の編成ホースから、またはレーザーまたはスパーク侵食法により金属管から作られている。本願でいう"フレーム"とは、これらのあらゆる実施形態のステントのフレームを指す。実際の使用時にはステントは、バルーンカテーテルに装着され、カテーテルによって挿入箇所へ運ばれ、そこで展開されるが、このときバルーンがステント直径を押し広げるとともに、血管壁を押す。バルーンによって拡大する塑性変形可能なステントのほか、自ら拡大する弾性変形ステントや熱により拡大するステントが知られている。

【0041】

これら周知のステントは、金属製であるためMR画像に写らず、部分的に目立つアーチファクトを形成することから、磁気共鳴断層撮影装置を用いて画像化を行ったとき、精密な配置や処置の間の配置の監視や配置後の機能監視は困難である。

【0042】

MR画像でのステントの画像化と機能監視を改善するため、本発明によるステント1は、図1に示すとおりインダクタンス2とキャパシタンス3とを備えている。ステント1のインダクタンスは、ステント1のフレーム2を構成している。ここではフレーム2の各コンポーネントは、図3に例示するとおり互いに絶縁されている。フレームの各コンポーネントの絶縁は製造時に行うことができ、このとき金属管からなるステントの各製造段階で、形成済みのフレームへ絶縁層が付加される。

【0043】

インダクタンス2はキャパシタンス3と電氣的に結合されており、インダクタンス2とキャパシタンス3とが共振回路を構成している。コンデンサ3には、図1ではプレートコンデンサが使用されており、プレート31、32を備えている。ただしこれ以外の任意のコンデンサを使用することもできる。本発明では、コンデンサ3はそれ自体が独立したエレメントであるわけではなく、インダクタンス2と同じステント1の材料から、たとえばワイヤフレームの平行なワイヤから構成されている。ただし図1では、コンデンサプレート32とインダクタンス2との電氣的結合

は、繁雑を避けるため示されていない。

【0044】

図2aは、ステント1内で、インダクタンス2とキャパシタンス3とから構成された共振回路4を示したものである。図2bでは、オプションとしてスイッチ10が追加されており、これはたとえばステントを取り付けるカテーテルによって機械的に、または電氣的に、或いは磁氣的にオン/オフすることができる。

【0045】

共振回路4は様々な形態で構成することができる。図2cの共振回路は、並列接続された複数のインダクタンス2a~2nを有しており、図2dの共振回路は、並列接続された複数のキャパシタンス3a~3nを有している。さらに、複数のインダクタンスおよび/またはキャパシタンスを直列接続することも可能である。また1つのステントに、それぞれが1つのスイッチと直列および/または並列接続された複数のインダクタンスおよび/またはキャパシタンスを有する複数の共振回路を備えることもできる。複数のインダクタンスを並列または直列に接続した場合にはとくに、適当なシーケンスにより流量を精密に測定することができる。

【0046】

共振回路4は、ステントが挿入される人体が置かれるMR画像化システムの照射高周波電磁波の共振周波数に対応する共振周波数を有している。

【0047】

本発明によるステント1では、共振回路4はMRシステムの照射高周波パルスによって励起される。これは共振回路の共振周波数が、照射HFパルスの周波数に対応するからである。共振回路の励起により、共振回路のインダクタンス内またはインダクタンス付近の磁界強度が高まり、それによってさらに、測定部位の陽子がより強く励起される。インダクタンス外部の原子核の励起角度が 90° より小さいと、インダクタンス内部の原子核は 90° で励起し、よってその応答信号の振幅が最大となる。インダクタンス内部の陽子すなわち原子核はかくして、インダクタンス外部の陽子よりも強く励起される。

【0048】

インダクタンス内部での偏向角は、インダクタンス外部の陽子のそれよりも最

高45倍まで大きくすることができる。したがって、インダクタンス外部または共振回路によって生成された磁界外部の陽子の励起角度が $2^{\circ} \sim 10^{\circ}$ と小さくても、インダクタンス内部の陽子は 90° の角度で偏向させることが可能である(最大信号応答)。この結果、MR画像においてステント内部が、他の周辺部よりも明るく表示される。よって、人体内部のステントの位置を精密に測定することができる。

【0049】

共振回路の共振周波数を照射HFパルスの周波数に同調させるための共振回路4の構造は様々に考えられる。

【0050】

ひとつの変形例として、共振回路のグレードを少し下げて、できるだけ広域の帯幅の共振回路を実現し、できるだけ幅広い共振周波数をカバーするという方法が考えられる。

【0051】

第二の変形例として、ステントの形状が変化したあとも、ここでの例ではステントが展開したあとも、インダクタンスとキャパシタンスの積を一定に保つよう装置を構成することが考えられる。これは、ステントが展開する際のその特性の変化を最小限に抑える構造を有し、とくにインダクタンスとキャパシタンスの積を一定となるようにすることにより実現可能である。これにより、移植場所でステントが拡張しても、共振回路の共振周波数がほとんど変化しないこととなる。

【0052】

インダクタンスとキャパシタンスの積の不変性は、インダクタンスが変化したとき、その変化がキャパシタンスの変化によって補償されるようにすることによっても実現可能である。インダクタンスの変化をキャパシタンスの変化によって補償するためには、たとえば、コンデンサ面をシフト可能に配置してキャパシタンスをコンデンサ面間の距離に応じて増減させる方法が考えられる。コンデンサプレート32のコンデンサプレート31に対する可動性とキャパシタンスの調節可能性が、図1に両方向の矢印で示してある。

【0053】

第三の変形例として、核スピン断層撮影装置の磁界内での共振回路の適合化を、インダクタンスおよび/またはキャパシタンスを配置後に変更または調節することにより行う方法が考えられる。これはたとえば、体内に適用される器具、たとえばカテーテルにより、コンデンサ面を変化させることにより行うことができる。インダクタンスを減少させて共振回路を核スピン断層撮影装置の共振周波数に適合させることは、コイルセグメントをレーザー誘導法により、または機械的に、または電解法により絶縁することにより実現可能である。キャパシタンスを変化させることも、同じくキャパシタンスをレーザー誘導法により、または機械的に、または電解法により絶縁することにより可能である。

【0054】

図3は、図1のステントの実施様態を図解したものである。ここでステントの材料は、図4a及び4bに示すように2つ以上の層81、82からなっている。層81は、ステント本来の機能のための材料である。これは導電率が低く、高い安定性と弾性を有している。この材料としてはとくに、ニッケル-チタン、プラスチック、または炭素繊維が考えられる。層82は、インダクタンスを構成するための材料である。層82はそのため、高い導電率を有している。この材料としてはとくに、金、銀、またはプラチナなど、導電率が高く、しかも生体適合性に優れた材料が考えられる。銅などの生体適合性の低い導電体を使用する場合には、プラスチックやセラミックで適宜コーティングすることにより、絶縁性と生体適合性を確保できる。

【0055】

図4a、4bに示すステント材料の製造は、たとえばチタンやチタン合金、またはチタン化合物製の管を、インダクタンスを形成するための材料で被覆し、次いで周知のレーザー侵食法またはスパーク浸食、またはウォータジェット切断法により切断することにより行われる。

【0056】

図4aの材料を用いたコイルは、図3では次のように形成されている。ステント1は、たとえばレーザー切断法を用いて管から切断した、ハニカム構造101をなす二層材料からなっている。図3は、折りたたむようにした管を示したものである。

。したがって右側と左側は同じである。ハニカム構造の導電層は、線9のところで遮断されている。このためステントの製造時にハニカム構造形成後、導電層が箇所91で、化学的、物理的、または機械的方法によって分離されている。実際のステント材料に設けられた導電層82の分離箇所91は図5に図解してある。

【0057】

分離箇所91によって、図3で矢印11により示されているような導電材料を通る電流路が限定される。これによって、ステント1のインダクタンスをなすコイル構造2が形成される。コイル機能を得るため、導電性材料は、ステントの一端から他端までの導電性材料により形成された導体による抵抗が、ステント材料の抵抗よりも小さくなるよう選定されている。

【0058】

インダクタンス2は、ステントの適用中にステント材料を展開したときに自動的に形成される。

【0059】

図4bの3層材料を使用した場合も、同様にインダクタンスが形成され、両導電性材料層に電流路を形成するための分離箇所が設けられる。第二の導電層を利用すること、導電路の断面積が2倍になるという利点がある。

【0060】

図3～図5の実施例の発展形では、隣接する血液を流れる電流によってコイルのインダクタンスが低下するのを確実に防止するため、導電層82が、パイロール(Pyrolylene)のような絶縁プラスチックがさらに追加コーティングされている。パイロールが適しているのは、これが生体適合性を有することと、合金とよく結合するからである。パイロールコーティングは、製造後のステントを、たとえばパイロールを満たした槽に入れるか、またはパイロールを蒸着させることにより行う。

【0061】

本発明について分かりやすく説明するため、必要なキャパシタンスとインダクタンスを算定する。ここでの例では、コンデンサはプレートコンデンサで、コイルは巻き数が一定の螺旋形であると想定する。核スピン系の共振周波数は通常2

MHzから90 MHzの範囲にある。核スピン系の共振周波数はこの場合、磁界強度と磁気回転比 γ との積に等しい。中央磁界強度が1テスラの場合、共振周波数は約42 MHzとなる。共振回路の共振周波数は、トムソンの振動方程式から求められ、インダクタンスとキャパシタンスの積の平方根に反比例する。

【0062】

キャパシタンスとインダクタンスとの積は、 $1.4 \times 10^{-19} \text{ s}^2$ に等しい。ステントの直径が8 mm、長さが40 mmと想定すると、巻き数からインダクタンスは約 $4 \times 10^{-6} \text{ Vs/A}$ となる。したがって、比誘電率が2で、プレートコンデンサの各プレートの距離が0.1 mmの場合のプレートコンデンサの面積は、約0.2 mm²である。プレートコンデンサの面積をこのように小さくすることは、ステントでは簡単である。磁界強度や周波数が高いと、プレートコンデンサの面積はさらに、0.014 mm²まで小さくできる。

【0063】

図6はインダクタンス2' およびキャパシタンス3' からなるステント1' の別の実施形態を示したものである。インダクタンス2' はこの例では、らせん状コイル5の形態をしており、ステントフレーム101自体によって構成されているのではなく、ステントフレーム101内で追加ワイヤとして巻き込まれている。この実施例では、ステントの機能とコイルの機能は分かれている。

【0064】

コイル5は一方、共振回路を形成するためコンデンサ3' と結合されているが、このコンデンサもそれとして別個のエレメントをなしているか、あるいは隣接するコイルループまたはステントの組み込み面によって形成されているかのいずれかである。

【0065】

ステント使用時には、コイル5は小径のステント材料101とともに、カテーテルのような適用器具に巻き付けられていて、適用場所でステント材料101とともに所望の直径に拡張される。このためにワイヤまたはコイル5は、形状を記憶しているか、または適用器具上で予負荷が与えられている。

【0066】

コンデンサ3'の両コンデンサプレートの重なり面または距離は、共振回路の共振周波数の適合化のためシフト可能に構成されている。ただし、共振周波数の適合化を上述の方法と別の方法で行うことも、本発明の範囲に含まれる。

【0067】

図7は、ステントのインダクタンス2"の実施形態を図解したものである。このインダクタンスは、ステント材料から構成するか（図3）、または追加ワイヤのかたちをなしている（図6）かのいずれかである。この実施形態の場合、とくに別個にコンデンサがあるわけではない。そうではなく、インダクタンス2"の2つのループ21、22がキャパシタンスを構成しており、キャパシタンスの増大のため、できるだけ高い誘電率をもつ誘電体6がループ21、22間に配置されている。

【0068】

インダクタンス2"に加えて、インダクタンス7がコイル対7のかたちで備わっており、その軸はインダクタンス2"に対して垂直である。コイル対7はたとえば、ステントフレームに組み込まれた2つの螺旋状のコイルにより構成することができる。これにより、ステントが組織内でどのように配置されていようと、均一な外部マグネットの磁界の方向に直角の成分が存在することになる。または、両インダクタンスに直角の別のインダクタンスを設けることもできる。これによって、ステントが磁界内でどのように配置されていようと、観察範囲内でのスピンの励起が確実に強化されることになる。

【0069】

本発明の2つの変形例を、図2e及び図2fの回路図を用いて説明する。図2eでは、コンデンサ3'''が、ステントのフレームに追加エレメントとして設けられている2つの交差ダイオード12によって、励起段階で短絡される。ダイオード12は、高周波電磁波照射時に生成される通常1ボルトとを越える電圧よりも低い約1ボルトの導通電圧を有している。そのためダイオード12は高周波電磁波の照射時に導通し、コンデンサ3'''が励起時に短絡されて共振回路が形成されないようにしている。

【0070】

これはすなわち、高周波電磁波の照射時に、これまで実施例とは違って核スピ

ンの増幅された局所励起が起こらないことを意味する。ただし、インダクタンス $2'''$ がカバーする境域の信号応答の測定時には、キャパシタンス $3'''$ の短絡は中止される。このためダイオード12は導通電圧がスピン信号応答時に生成される電圧よりも高くなるように構成されている。

【0071】

つまり、コンデンサ $3'''$ は、原子核のMR応答信号の放射時には短絡されず、陽子の放射MR応答信号を増幅して測定応答信号を変化させる共振回路 $4'''$ を形成する。

【0072】

ダイオード12は、ステントフレーム内で多様な方法で実現することができる。とくに、部品としてのダイオードを使用することもできれば、ステント材料によってまたはステント材料と協働して、ステントフレームに組み込まれた構造としてダイオードを形成することもできる。

【0073】

図2fでは、原理的に図2eと同じ構造のコンデンサ $3'''$ は短絡されないが、共振回路 $4'''$ はもうひとつのコンデンサ13の接続によって励起時にのみ離調し、その結果、核スピンの励起の増幅程度が限定されている。MR応答信号の放射時にはダイオード12は遮断されるので、共振回路 $4'''$ の離調は起こらず、放射MR応答信号が増幅されて、MR画像に表示される変換信号応答が生じる。

【0074】

図2gでは、コンデンサの接続によってではなくコイル14を接続することで、励起段階で共振回路 $4'''$ の離調が起こるようになっている。

【0075】

本発明を発展させて、装置を貫流する血液の速度を測定することが可能である。これには、公知のシーケンス技術が利用される。たとえば、測定する血液運搬組織の領域に飽和パルスを与え、飽和パルスの位置、または飽和パルスと小角度励起との時間間隔を変えることによって流速の算出を行うことができ、したがって血管の状態に関する機能的情報を得ることができる。任意の公知の流量測定方法を本発明によるステントと組み合わせて用いることが可能である。新しいシー

ケンス技術にステントの特性、すなわち増幅された励起と増幅された受信、またはステントに囲まれた領域の増幅受信だけを特に利用することができる。

【0076】

図8は、流量測定用のステント1'''を示したものである。このステントには、図示のように互いに前後に配置された2つの共振回路4a、4bがある。これらの共振回路4a、4bは、上記の実施形態で説明したように、ステント材料から、または追加エレメントから形成することができる。共振回路4aは、図2eに示したような2つの交差ダイオードを備えているので、励起時にキャパシタンスが短絡される。もうひとつの共振回路4bはダイオードをもたない。

【0077】

したがって、高周波MR励起パルスステントの部分領域、すなわちダイオードをもたない共振回路4bで取り囲まれた部分領域へ照射すると、増幅励起が起こる。ただし、共振回路4aに取り囲まれた他の部分領域でも、図2eについて説明したように、取り囲んでいる組織に対して変更された信号応答が生じる。このような構成は、適切なシーケンス技術を利用すると、流量測定にとくに有効であり、したがってステントの機能監視にも適している。

【0078】

本発明のさらなる発展形（図示しない）では、カテーテルまたはバルーンが受信コイル装置を備えている。MRシステムの外部受信コイルの代わりに、またはそれに追加するかたちで、カテーテルまたはバルーンが、ステントによって増幅された信号を受信し、体外へ送信する。この場合カテーテルには、上記と同一または類似のインダクタンス、キャパシタンス、およびダイオードが備えられ、ステントの信号を増幅して、導電経路を介して、または光学式カップリングと光ファイバーを介して、体外の断層撮影装置へ送ることができる。外部受信コイルを使用するのと比較して、この変形例は信号検出能力に優れている。

【0079】

本発明のまた別の発展形（図示しない）では、ステントのインダクタンスが、MR応答信号を獲得する受信コイルとしても利用され、この場合インダクタンスは、ケーブル接続により体外の機能コンポーネントと接続される。これにより、共振

回路のインダクタンスを補完的に画像化のために利用することができる。ただしこの変形例は、体外の機能コンポーネントとケーブル接続する必要があるために、一般にはステントの移植中にしか適用できない。

【0080】

本発明の実施形態は、上述の実施形態に限定されるものではない。本発明の本質は、ステントが、インダクタンスとキャパシタンスとを備えた少なくとも1つの受動共振回路を有していることにある。

【図面の簡単な説明】

【図1】

インダクタンスとキャパシタンスとを有する共振回路を形成する本発明によるステントを示す図。

【図2a】

本発明による電気回路を示す図。

【図2b】

本発明による電気回路を示す図。

【図2c】

本発明による電気回路を示す図。

【図2d】

本発明による電気回路を示す図。

【図2e】

本発明による電気回路を示す図。

【図2f】

本発明による電気回路を示す図。

【図2g】

本発明による電気回路を示す図。

【図3】

図1のステントのフレームの詳細図。

【図4a】

ステント材料の構造の例を示す図。

【図4 b】

ステント材料の構造の例を示す図。

【図5】

図4 a のステント材料の断面図。

【図6】

コイルが組み込まれた本発明によるステントを示す図。

【図7】

第1のインダクタンスに対して垂直な第2のインダクタンスを有する本発明によるステントを示す図。

【図8】

互いに前後に配置された2つの共振回路を有する本発明によるステントを示す図。

【図1】

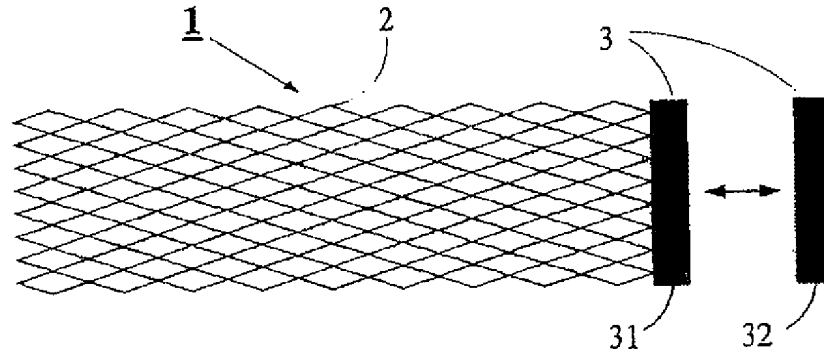


Fig. 1

【図2a】

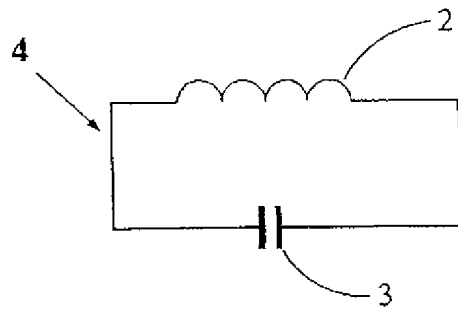


Fig. 2a

【図2b】

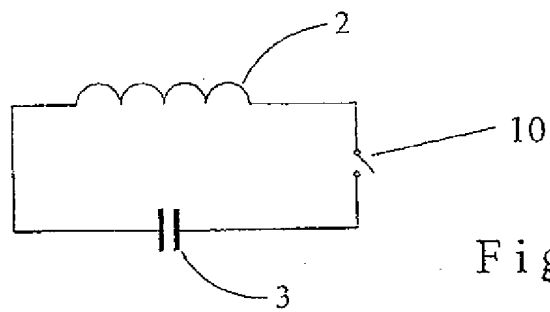


Fig. 2b

【図2c】

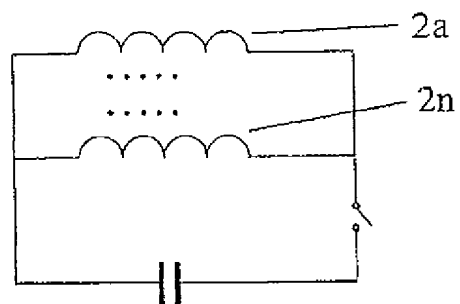


Fig. 2c

【図2d】

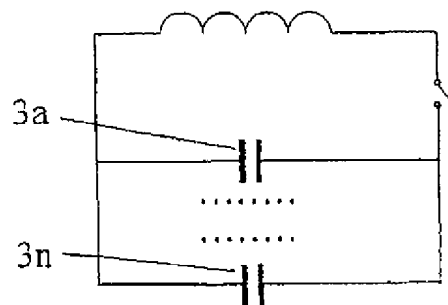
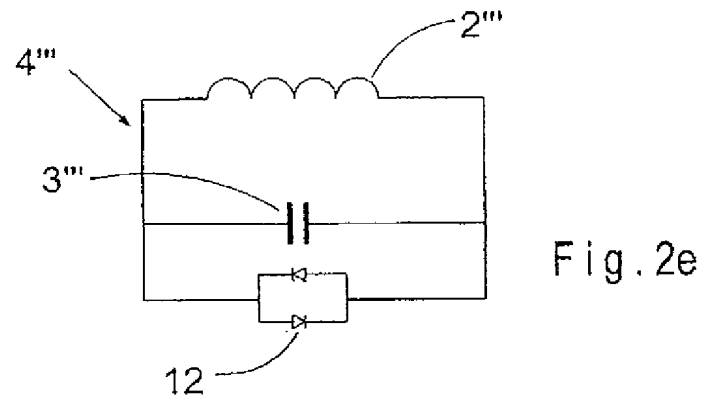
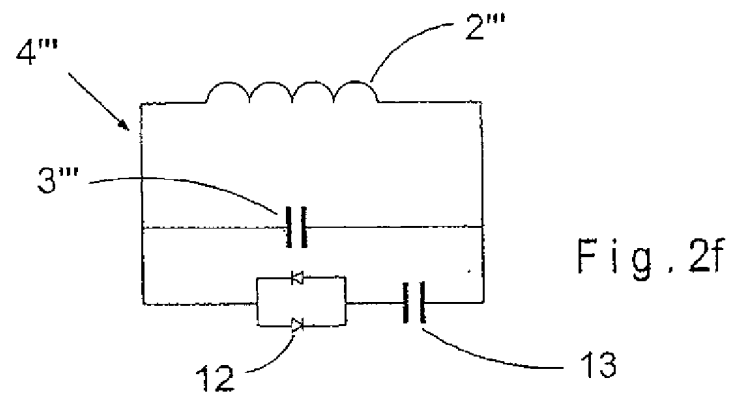


Fig. 2d

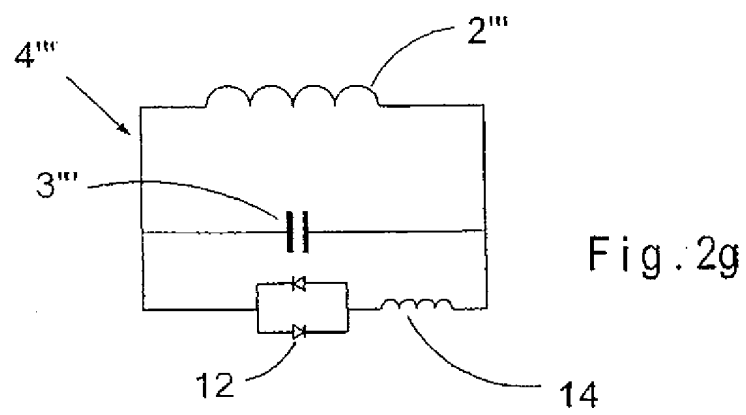
【図2 e】



【図2 f】



【図2 g】



【図3】

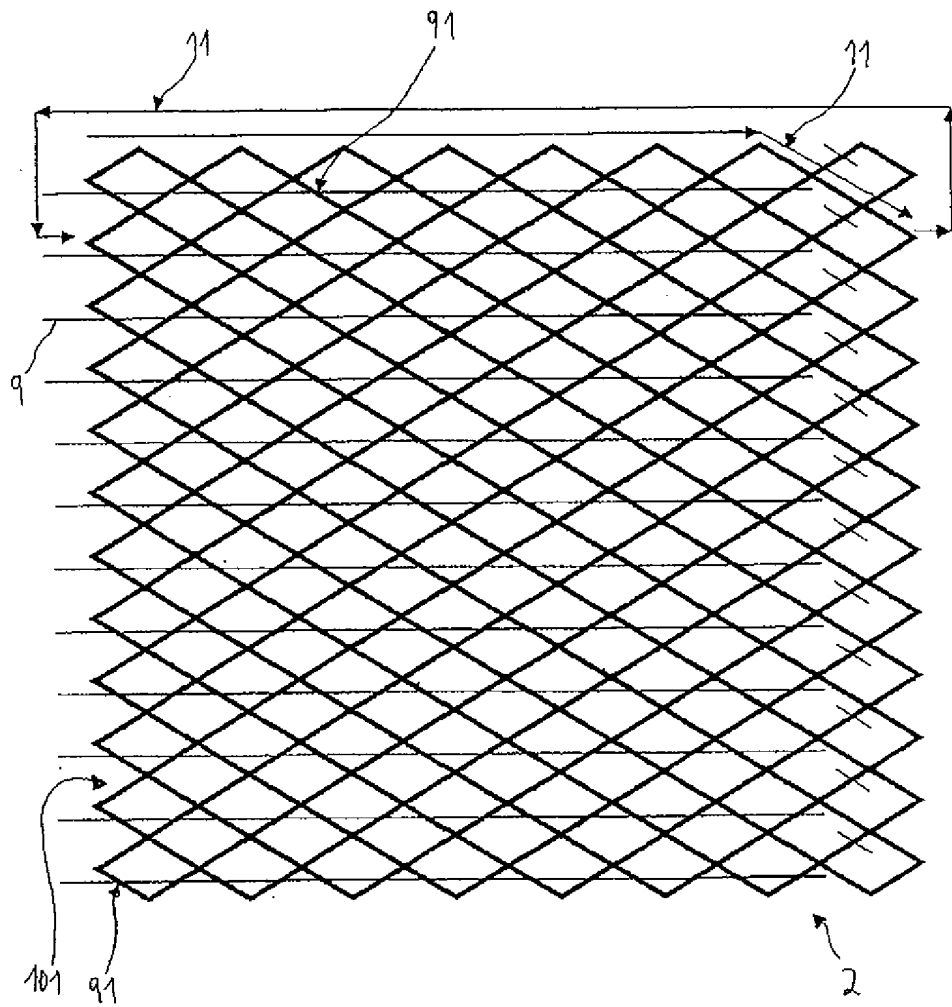


Fig. 3

【図4a】

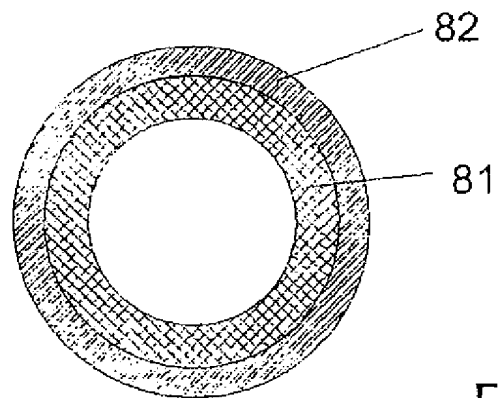


Fig. 4a

【図4b】

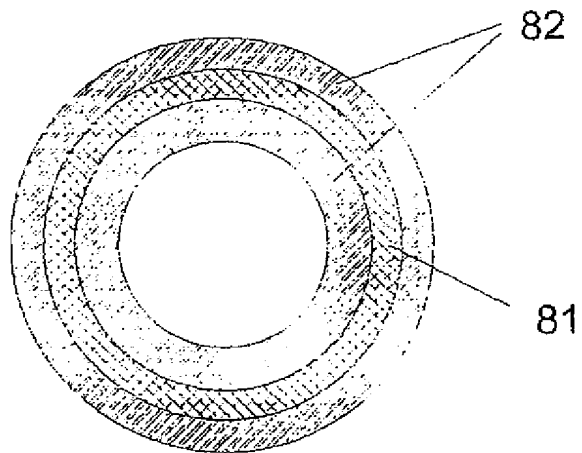


Fig. 4b

【図5】

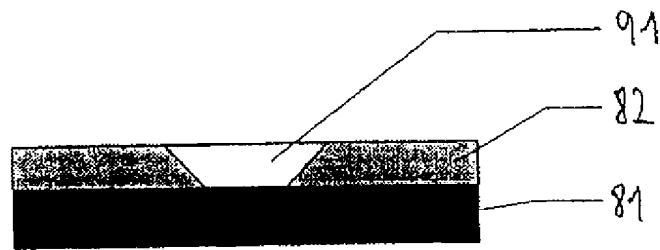


Fig. 5

【図6】

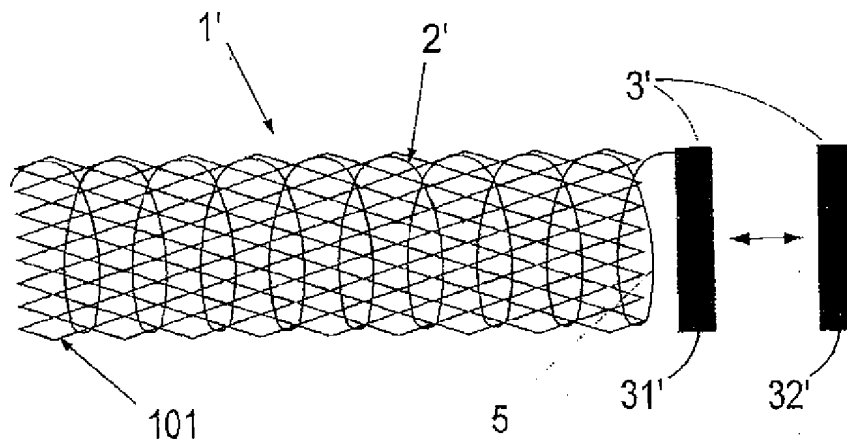


Fig. 6

【図7】

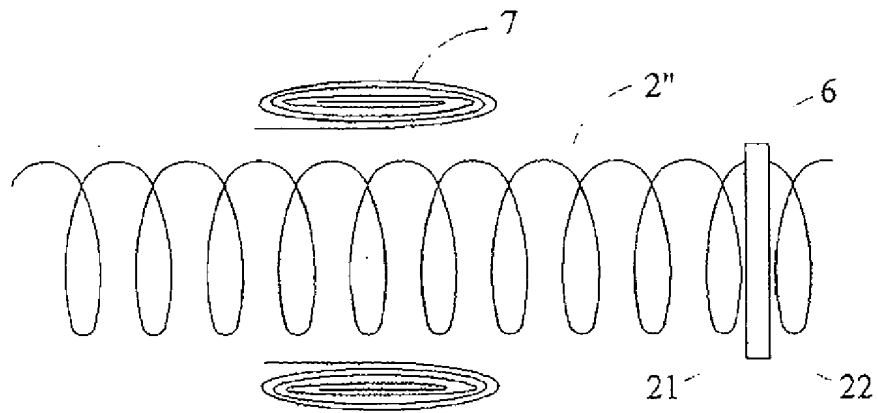


Fig. 7

【図8】

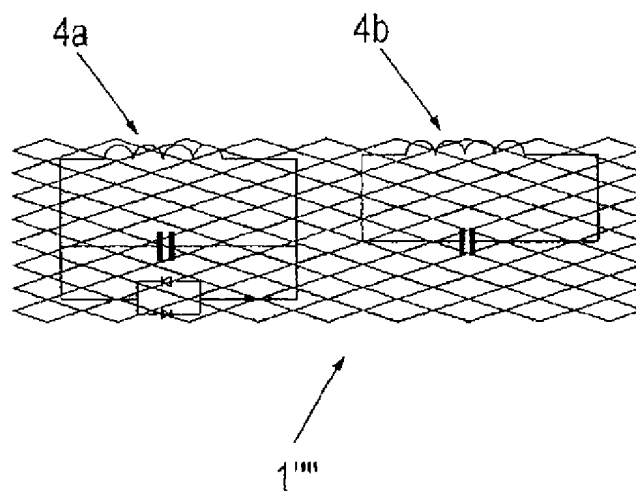


Fig. 8

【手続補正書】

【提出日】平成12年4月20日（2000.4.20）

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

- a) 測定対象を外部磁界内に配置し、
- b) 特定の共振周波数を有する高周波放射の適用によって、測定対象の原子核のスピンエネルギー準位の移行を励起し、
- c) このとき生成されるMR信号を信号応答として検出して評価し、位置解析する、

測定対象へ導入されるステントの位置の画像化と決定のためのMR画像化方法であって、

ステントのフレームはインダクタンスとキャパシタンスとを備えた少なくとも1つの受動共振回路を形成し或いは組み込んでおり、該共振回路の共振周波数は適用される高周波の共振周波数とほぼ等しく、ステント内部または周囲の局所的に限定された領域において信号応答の変化が生成されると、変化した信号応答の領域が位置解析されて画像化されることを特徴とする方法。

【請求項2】 高周波放射の適用によって前記共振回路が励起され、それによって、局所的に限定された領域において測定対象の核スピンの励起の増幅が生じることを特徴とする請求項1の方法。

【請求項3】 核スピンの励起の増幅が生じる局所的に限定された領域がステント(1)の内部にあることを特徴とする請求項2の方法。

【請求項4】 高周波放射の適用によって前記共振回路が離調し、または前記キャパシタンスが短絡して、局所的に限定された領域での核スピンの励起の増幅は生じないが、局所的に限定された領域の信号応答の測定時には前記共振回路

の離調またはキャパシタンスの短絡が中止されて、信号応答に変化が生じること
を特徴とする請求項1の方法。

【請求項5】 ステントの前記共振回路が、ステントを測定対象へ挿入した
後にステントが展開することによって前記共振周波数に調整されることを特徴と
する請求項1～4の少なくとも1つの方法。

【請求項6】 前記共振回路の共振同調のため、インダクタンスおよび/ま
たはキャパシタンスが調節されることを特徴とする請求項1～5の少なくとも1
つの方法。

【請求項7】 ステントに形成または配置された少なくとも2つの前記共振
回路が利用され、それらの各インダクタンスのコイルが異なる方向に、特に互い
に直交する方向に配置されているか、または互いに前後に配置されていることを
特徴とする請求項1～6の少なくとも1つの方法。

【請求項8】 展開可能なフレームをもつステントであって、インダクタン
ス(2、2'、2''、2''')とキャパシタンス(3、3'、3'')とを備えた少なくとも1つ
の受動共振回路(4、4'')を有し、該共振回路の共振周波数が、MR画像化システ
ムの放射高周波の周波数とほぼ同じであり、ステントの展開可能な前記フレーム
がインダクタンス(2、2'、2''、2''')として構成され、或いはインダクタンス(2
、2'、2''、2''')が前記フレームに組み込まれていて、前記フレームの展開時に
該フレームとともに展開することを特徴とするステント。

【請求項9】 前記フレームが前記インダクタンスを形成する導電性に優れ
た少なくとも1つの層(82)を有する材料からなっていることを特徴とする請求項
8のステント。

【請求項10】 ステント材料が少なくとも2つの層(81、82)を有し、少な
くとも1つの層(82)が導電性に優れ、導電性の低い他の層(81)がステント本来の
機能のための材料で形成されていることを特徴とする請求項9のステント。

【請求項11】 導電性に優れた層(82)が適当な箇所(91)で分離されて、互
いに分離された隔離領域がインダクタンスを形成していることを特徴とする請求
項9もしくは10のステント。

【請求項12】 前記フレームがハニカム構造(101)を有しており、その導

電層が、コイルを形成するためハニカム構造(101)の交点の上下で規則的に分離されていることを特徴とする請求項11のステント。

【請求項13】 ステントの前記フレーム(2、2'、2'')が一重螺旋形、二重螺旋形、または多重螺旋形であることを特徴とする請求項8～12の少なくとも1つのステント。

【請求項14】 前記共振回路のインダクタンス(2')が、ステントの展開時に前記フレームとともに展開する別個のコイル(5)からなっていることを特徴とする請求項8のステント。

【請求項15】 ステントの前記キャパシタンスが少なくとも部分的に、ステント材料から、とくにインダクタンスのループ(21、22)からなっており、これらのループの間に誘電体(6)が配置されていることを特徴とする請求項8～14のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項16】 ステントの前記キャパシタンスが、別個のコンデンサ、とくにプレートコンデンサまたはシリンダコンデンサからなっていることを特徴とする請求項8～14のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項17】 ステントが、高周波放射の適用時に前記共振回路を離調させる手段(13)を備えていることを特徴とする請求項8～16のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項18】 高周波放射の適用時の少なくとも一つの前記共振回路の離調のための前記手段が、コンデンサ(13)を前記共振回路のキャパシタンス(3'')と並列に接続することを特徴とする請求項17のステント。

【請求項19】 高周波放射の適用時の少なくとも一つの前記共振回路の離調のための前記手段が、コイル(14)を前記共振回路のインダクタンス(2'')と並列に接続することを特徴とする請求項17のステント。

【請求項20】 ステントが、高周波放射の適用時にキャパシタンス(3'')を短絡させるための手段(12)を有していることを特徴とする請求項8～16のうちの少なくとも1つのステント。

【請求項21】 前記キャパシタンスを短絡させるための手段が、キャパシタンス(3'')と並列に接続されたダイオード(12)を有していることを特徴とする

請求項20のステント。

【請求項22】 少なくとも1つの共振回路をオン/オフするためのスイッチ(10)が備えられていることを特徴とする請求項8～21の少なくとも1つのステント。

【請求項23】 前記共振回路のインダクタンス(2)および/またはキャパシタンス(3)が、MRシステムの共振周波数との同調のために調節可能であることを特徴とする請求項8～22の少なくとも1つのステント。

【請求項24】 ステント使用時にその形状が変わったとき、前記共振回路のインダクタンスとキャパシタンスとの積がほぼ一定に維持されること、とくにインダクタンスが増大するとキャパシタンスが減少することを特徴とする請求項8～23の少なくとも1つのステント。

【請求項25】 前記共振回路(4)のグレードが比較的低いことを特徴とする請求項8～24の少なくとも1つのステント。

【請求項26】 前記共振回路(4)が並列または直列に接続された複数のインダクタンス(2a、2n)および/またはキャパシタンス(3a、3n)を有することを特徴とする請求項8～25の少なくとも1つのステント。

【請求項27】 ステントが、異なる方向に、特に互いに直交する方向に配置されているか、または互いに前後に配置されている複数のインダクタンスを有する複数の共振回路(2'、7; 4a、4b)を有していることを特徴とする請求項8～26の少なくとも1つのステント。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正内容】

【0014】

ドイツ連邦共和国特許公開公報第195 07 617号 (DE 195 07 617 A1) は、先端にマイクロコイルが取り付けられた外科的器具、たとえばカテーテルを測定対象へ挿入するMR方法を記載している。マイクロコイルの位置は、特定のシーケンス

技術を使用して確認される。

欧州特許公開公報第0768539号 (EP-A-0 768 539) は患者の体内に導入される物体の位置を決定するためのMR方法を開示している。体外部品に接続されていないコイル構造が体内に導入される物体、例えばカテーテルや手術器具に取り付けられており、コイルによって生じる信号変化が物体の位置の決定に利用されている。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正内容】

【0017】

本発明による解決策では、測定対象に挿入されるステントのフレームに共振回路が組み込まれ或いはフレームから共振回路が形成されており、この共振回路がステント内またはステント周囲の局所的に限定された領域で信号応答変化を生成し、これが位置解析によってイメージ化される。共振回路の共振周波数は、適用するMR画像化システムの高周波放射の共振周波数とほぼ同じである。ステントの位置はMR画像内の強調領域から明確に認識することができ、その理由は、この領域は内部または外部からステントに直に隣接しているからである。測定対象の信号応答変化もそれ自身で生成されるので、ステントの材料によって生成されるアーチファクトしか現われない。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正内容】

【0019】

本発明による解決策は、適切な共振回路をステントそれ自体に形成または配置することができるという驚異的発見に拠っている。本発明では、共振回路を構成

するインダクタンスとキャパシタンスとがステントの材料から形成されており、これによって相乗効果が生じる。また、これに代えて、インダクタンスとキャパシタンスとをステントに別個の部品として組み込み、そしてインダクタンスをステントの展開可能なフレーム内に織り込まれた別個のコイルにより形成して、ステントの展開時にフレームとともに展開するようにすることもできる。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

【補正内容】

【0027】

本発明の好ましい実施形態ではステントを測定対象に挿入した後にステントが展開することによって共振回路が共振周波数に調節される。

共振回路の共振同調のためにインダクタンスおよび/またはキャパシタンスを調節できることが好ましい。これはとくに、ステントの適応後または展開後にインダクタンスとキャパシタンスの積すなわち共振回路の共振周波数が変化する場合に有意義である。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0029

【補正方法】変更

【補正内容】

【0029】

本発明によるステントの実施形態では、インダクタンスがステントの材料またはフレームによってインダクタンスが形成される。これによって、追加部品が不要であるほか、インダクタンスを簡単に、しかもステントの展開時に自動的に形成できる。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0031

【補正方法】 変更

【補正内容】

【0031】

これに代えて、共振回路のインダクタンスをステントの構造に組み込まれた別個のコイルから形成することができる。コイルは例えばステントのフレームに織り込まれるか、編み込まれるか、溶接されるか、蝟付けされるか、または接着される。この場合コイルはステントの展開時にフレームフレームと同時に弾性的に自己拡張するか、塑性的または熱誘導的に拡張するようにフレームに連結される。

【手続補正8】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0033

【補正方法】 変更

【補正内容】

【0033】

ステントのキャパシタンスも、少なくともその一部がステントの材料から構成されており、とくにインダクタンスの平行なループによって構成されており、誘電体がこれらのループの間に配置されているのが好ましい。対応する面は、ステント製造時に形成することができる。キャパシタンスは一般に、適当な導電性の層とステントフレームのような材料とから誘電体として形成できる。コンデンサを形成するエレメントを対応する形状とすることによって、移植組織を誘電体として使用することもできる。

【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/DE 98/03045		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 G01R33/28 A61B5/055		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 6 G01R A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages Relevant to claim No.	
Y	WO 96 38083 A (UNIV JOHNS HOPKINS MED) 5 December 1996 see page 6, line 4 - line 20 see page 10, line 2 - page 22, line 6; tables 1-22	1-5, 7, 9, 10, 15, 19, 20, 24
Y	EP 0 775 500 A (CORDIS CORP) 28 May 1997 see column 1, line 3 - line 9 see column 4, line 38 - column 6, line 14; tables 8-15	1-5, 7, 9, 10, 15, 19, 20, 24
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 February 1999	Date of mailing of the international search report 19/02/1999	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5018 Patendean 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-3040, Tx. 21 65 Lepe nl, Fax (+31-70) 340-3016	Authorized officer Weihs, J	

Form PCT/IS-A/216 (second sheet) (July 1997)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. (cont.) Application No.

PCT/DE 98/03045

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 768 539 A (MARCONI GEC LTD) 16 April 1997 see column 2, line 8 - line 49 see column 3, line 11 - column 5, line 39; tables 1-4 ---	1-3, 11, 12, 15
A	US 5 170 789 A (ANDERSON CHARLES M ET AL) 15 December 1992 see column 2, line 62 - column 4, line 16; tables 1-5 -----	1-3, 7, 9, 20, 27, 30

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Patent Application No.

PCT/DE 98/03045

Patent document cited in search report	Publication date	Parent family member(s)	Publication date
WO 9638083 A	05-12-1996	US 5699801 A AU 6027196 A CA 2222742 A EP 0836414 A	23-12-1997 18-12-1996 05-12-1996 22-04-1998
EP 0775500 A	28-05-1997	NL 1001736 C CA 2190900 A	27-05-1997 24-05-1997
EP 0768539 A	16-04-1997	JP 9108200 A US 5819737 A	28-04-1997 13-10-1998
US 5170789 A	15-12-1992	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DK, EE, ES, FI, GB, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZW

Fターム(参考) 4C096 AB44 FC20